

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2000-126115
 (43)Date of publication of application : 09.05.2000

(51)Int.CI. A61B 1/00
 G02B 21/00

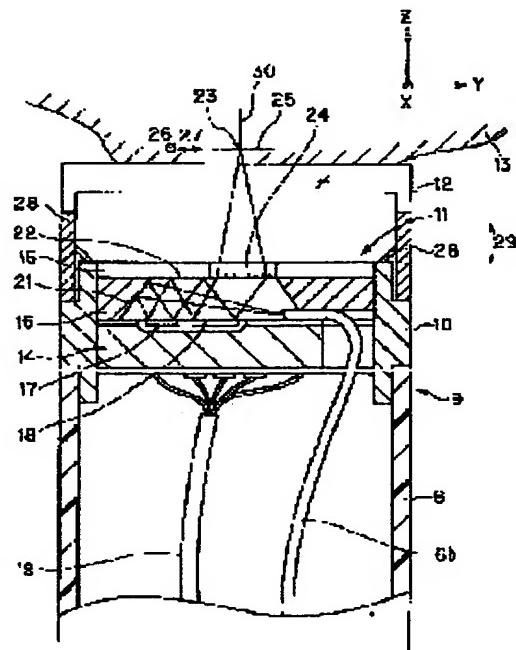
(21)Application number : 10-307408 (71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD
 (22)Date of filing : 28.10.1998 (72)Inventor : YAMAMIYA HIROYUKI
 MURATA AKIKO

(54) OPTICAL SCANNING PROBE DEVICE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide an optical scanning probe device that provides an observed image following the depth direction of a part to be examined.

SOLUTION: A confocal microscopic image is obtained by inserting an optical fiber 6b that transmits light from a light source and emits it from the tip into an optical probe to be inserted into a coelom, collecting and irradiating light to a part 13 to be examined through the optical system of an optical unit 11 provided in a top frame 10 forming the top portion 9 of the optical probe, and scanning the focuses 23 over a scanning surface 25 to be scanned by driving moving mirrors 17 and 18. The top cover 12 is made movable in the depth direction 29 of the examined part by mounting the top cover 12 on the tip frame 10 through a piezoelectric element 28, thereby moving the focuses 23 in the direction 29, and obtaining a confocal microscopic image at a desired depth.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2000-126115

(P2000-126115A)

(43)公開日 平成12年5月9日 (2000.5.9)

(51)Int.Cl.⁷

A 61 B 1/00
G 02 B 21/00

識別記号

300

F I

A 61 B 1/00
G 02 B 21/00

コード(参考)

300 T 2 H 052
4 C 061

審査請求 未請求 請求項の数1 O L (全16頁)

(21)出願番号 特願平10-307408

(22)出願日 平成10年10月28日 (1998.10.28)

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 山宮 広之

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 村田 明子

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(74)代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

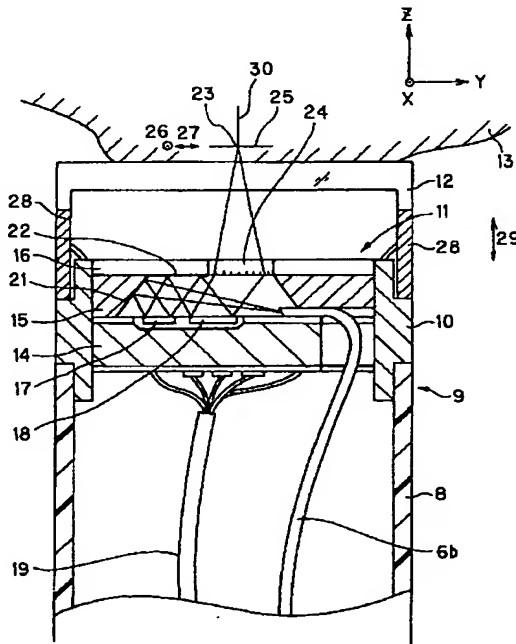
最終頁に続く

(54)【発明の名称】光走査プローブ装置

(57)【要約】

【課題】調べたい部分に対しその深さ方向に沿って観察像を得ることができる光走査プローブ装置を提供する。

【解決手段】体腔内に挿入される光プローブ内には光源からの光を伝達してその先端面から出射する光ファイバ6bが挿通され、光プローブの先端部9を構成する先端枠10内に設けた光学ユニット11の光学系を介して被検部13側に集光照射し、可動ミラー17、18を駆動してその焦点23を走査面25上で走査することにより、共焦点顕微鏡画像を得られるようにすると共に、先端カバー12を圧電素子28を介して先端枠10に取付け、先端カバー12を被検部13の深さ方向29に移動可能な構成にして、焦点23をこの方向29に移動して所望とする深さにおける共焦点顕微鏡画像を得られるようにした。



【特許請求の範囲】

【請求項1】(1) 体腔内に挿入される光プローブと、被検部に光を照射するための光を発生する光源と、前記光源からの光を光プローブの先端に導くための光伝達手段と、前記光を被検部に集光照射する集光手段と、前記集光手段によって被検部側に集光された焦点を該集光手段の光軸方向と直交する方向に走査する光走査手段と、前記被検部からの戻り光を光源からの光と分離する分離手段と、前記分離された光を検出する光検出手段からなる光走査プローブ装置において、前記被検部側に集光された焦点の位置を前記集光手段の光軸方向に沿って変更可能とする変更手段を設けたことを特徴とする光走査プローブ装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は光プローブ内の光伝達手段を介して光を伝達し、その先端から被検部側に集光照射された光を走査し、焦点位置からの戻り光を検出して光学画像情報を得る光走査プローブ装置に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、被検体を光学的に拡大観察する通常の光学顕微鏡と異なり、共焦点関係に設定した状態で被検部側の焦点を走査することにより、その焦点位置の光学情報を得る共焦点顕微鏡が例えばWO 90/00754に開示されている。

【0003】この従来技術では焦点距離が異なる2種類の対物レンズを並設し、光学系を移動して2種類の対物レンズを選択使用することによって焦点距離が異なる光走査顕微鏡が開示されている。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら上記先行技術には、一方の対物レンズの光軸上で焦点位置を変更出来ないし、同じ光軸上で焦点を深さ方向に連続的に移動する手段がない。つまり、従来技術では被検部に対し、焦点の位置をその深さ方向に移動して調べようとした場合、集光手段としての対物レンズを一方から他方に変更すると、観察位置も変更されてしまうので、調べたい部分をその深さ方向に沿って調べるには不便である。また、焦点を深さ方向に連続的に移動できないので、断層像や3次元情報を得ることができない。

【0005】本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、その目的は調べたい部分に対しその深さ方向に沿って観察像を得ることができる光走査プローブ装置を提供することにある。

【0006】また、本発明の他の目的は、焦点を光軸方向に連続的に移動可能な光走査プローブ装置を提供することにある。

10

【0007】

【課題を解決するための手段】体腔内に挿入される光プローブと、被検部に光を照射するための光を発生する光源と、前記光源からの光を光プローブの先端に導くための光伝達手段と、前記光を被検部に集光照射する集光手段と、前記集光手段によって被検部側に集光された焦点を該集光手段の光軸方向と直交する方向に走査する光走査手段と、前記被検部からの戻り光を光源からの光と分離する分離手段と、前記分離された光を検出する光検出手段からなる光走査プローブ装置において、前記被検部側に集光された焦点の位置を前記集光手段の光軸方向に沿って変更可能とする変更手段を設けることにより、調べたい部分に対して焦点の位置をその光軸方向、つまり被検部の深さ方向に変えて観察像を得ることができるようしている。

【0008】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

20

(第1の実施の形態) 図1ないし図5は本発明の第1の実施の形態に係り、図1は第1の実施の形態の光走査プローブ装置の全体構成を示し、図2は光プローブの先端部の構成を示し、図3は光学ユニットの構成を示し、図4は制御部の構成を示し、図5は可動ミラーを駆動した場合の焦点の走査の様子を示す。

30

【0009】図1に示すように本発明の第1の実施の形態の光走査プローブ装置1は、光を発生する光源部2と、この光を伝達する光伝達部3と、体腔内等に挿入できるように細長に形成され、光伝達部3を経た光をその先端側から被検体側に出射すると共に、その戻り光を光伝達部3に導光する光プローブ4と、光プローブ4からの戻り光を光伝達部3を経て検出し、画像化する信号処理及び光プローブ4内に設けた光走査手段の制御等を行う制御部5とから構成される。

40

【0010】光源部2は例えばレーザ光を出力するレーザ発振装置で構成される。そのレーザ光は波長488nmのアルゴンレーザが細胞観察には適している。光伝達部3は、光伝達用ファイバ(単にファイバと略記)6a, 6b, 6c, 6dこれらを双方向に分歧し、かつ光結合する4端子カプラ7とから構成される。ファイバ6a, 6b, 6c, 6dは、シングルモードファイバである。

50

【0011】ファイバ6aの端部は光源部2に接続され、ファイバ6cの端部は制御部5に接続され、ファイバ6dの端部は無反射するデバイス等に接続されている(閉鎖されている)。

【0012】ファイバ6bは長尺になっており、光プローブ4の外套チューブを構成する例えば可撓性のチューブ8の内部を通って、先端部9まで導かれている。この光チューブ8は例えば内視鏡の処置具用チャンネル内に挿通した体腔内に挿入することもできる。

【0013】図2に示すように先端部9は、チューブ8の先端にその一端が取り付けられた円環形状で硬質の光学枠10と、この光学枠10の内側に取り付けられた光学ユニット11と、光学枠10の先端に後述する圧電素子28を介して取り付けられた対象物に押し当てる透明窓部材としての（透明で硬質の）先端カバー12とからなる。

【0014】チューブ8内に挿通された光ファイバ6bの先端は光学ユニット11に固定され、この光ファイバ6bの先端から出射される光を光走査機構（スキャナ）を介して検査対象となる被検部13側に集光照射し、その戻り光を受光する。

【0015】図3は光学ユニット11の詳細な構成を示す。光学ユニット11は基板14と、その上面に設けたスペーサ15と、さらにスペーサ15の上面に設けた上板16とからなる。基板14には、レーザ光を対象物側に走査するために向きが可変の2枚の可動ミラー（回転ミラーとも言う）17、18が設けてある。

【0016】この2枚の可動ミラー17、18は二つのヒンジ部17a、18aによって支持され、この可動ミラー17、18は図示しない電極により静電気力によって回転可動に構成されている。

【0017】これらの電極と対向するグランド電極（図示しない）はケーブル19を介して制御部5へ接続されている。また、この2枚の可動ミラー17、18の回転軸は直交するように構成されている。さらにスペーサ15にはファイバ6bの端面に対向する部分にミラー21が、上板16にはミラー22と、レーザ光を集光して被検部13側に焦点23を結ばせるための回折格子レンズ24が設けてある。

【0018】この回折格子レンズ24は回折現象により非常に短い焦点距離のレンズに対応した機能を有し、従ってこの焦点23を被検部19の深さ方向と直交する方向に2次元的に走査することにより、被検部13に対する顕微鏡的に拡大した画像を得ることができるようになっている。

【0019】また、4端子カプラ7の光ファイバ6bは図2のように基板14とスペーサ15の間に固定されている。そして、可動ミラー17、18（の電極）に駆動信号を印加してヒンジ部17a、18aをその回転軸として適宜の角度回転駆動することにより、焦点23を走査面25上で2次元的に走査できるようにしている。

【0020】例えば可動ミラー17を駆動した場合には、光は図2の紙面垂直方向のX方向26に走査され、可動ミラー18を駆動した場合には、光は図2で左右方向のY方向27に走査される。つまり、可動ミラー17及び18を可動させることにより、被検部13側の焦点23をその深さ方向（Z方向）に垂直な走査面25上を2次元的に走査できるようにして、その走査面25上で反射光情報を得ることができる共焦点顕微鏡を成して

いる。

【0021】光学枠10には例えば周方向における直交する4個所に小型で板状ないしは棒状の圧電素子28の一端が接着され、この圧電素子28の他端は先端カバー12の基礎が接着されている。また、圧電素子28はケーブル19を介して制御部5へ接続されている。

【0022】そして、この圧電素子28に駆動信号を印加することにより、図2の符号29で示すように被検部13の深さ方向となるZ方向に圧電素子28を収縮させて、焦点23を符号30で示す切断面30上をZ方向に可変させることができるようにしている。先端カバー12は透明な材質のカバー、例えばポリカーボネートで構成されている。

【0023】図4は制御部5の構成を示したものである。制御部5は光源部2を駆動するレーザ駆動回路31と、光プローブ4の可動ミラー17、18を駆動するXY駆動回路32と、Z駆動回路33と、アンプを内蔵したフォトディオード34と、共焦点画像を生成する画像処理を行う画像処理回路35と、この画像処理された画像を表示するモニタ36と、必要に応じて画像を記録する記録装置37とからなり、制御部5内部では図4のように接続されている。

【0024】また、レーザ駆動回路31は光源部2と、ケーブル38で接続されている。また、XY制御回路32は可動ミラー17、18の電極およびこれらに対向するグランド電極とそれぞれケーブル19を介して接続されている。

【0025】また、Z駆動回路33は圧電素子28にケーブル19を介して接続されており、図示しない例えジョイスティック等の焦点位置の変更操作手段を変更する操作を行うことにより、その傾ける操作量に対応してZ駆動回路33は圧電素子28に駆動信号を印加して、圧電素子28を傾ける操作量に対応した量だけ収縮させる。

【0026】そして、図2に示すように先端カバー12を被検部13に押しつけた状態で、上記圧電素子28が収縮することにより、被検部13側に集光照射された際の焦点23の位置を集光手段の光軸方向に沿って、（つまり被検部13の深さ方向に沿って）変更させることができるようになっている。

【0027】つまり、本実施の形態では、光プローブ4の先端部9には被検部13側に焦点23が形成されるように集光照射し、焦点23を被検部13の深さ方向に直交する走査面25上で走査して共焦点顕微鏡画像情報を得られるようにすると共に、焦点23の位置を被検部13の深さ方向に連続的に移動する移動手段、より広義には集光手段としての回折格子レンズ24の光軸方向に焦点23の位置を変更可能とする手段を設けていることが特徴となっている。

【0028】次に本実施の形態の作用を説明する。本光

プローブ4を使用するときは、検査したい部分に光プローブ4の先端の先端カバー12の先端面を押し当てる。このとき被検部13は光プローブ4の先端部9に対して固定され画像ぶれを少なくできる。

【0029】レーザ駆動回路31により駆動された光源部2を形成するレーザ装置は、レーザ光を発生し、この光は光ファイバ6aに入射される。この光は4端子カプラ7によって、2つに分けられ、そのうちの1つは、閉鎖端に導かれ戻り光がない状態となり、もう一方の光は光ファイバ6bを介してプローブ4の先端部9へと導かれる。

【0030】このレーザ光は、図2のように細いファイバ6bの先端面（の微小な面積部分）から出た後、対向する側に配置されたミラー21で反射し、その反射光側に配置された可動ミラー17で反射し、続いてその反射光側に配置されたミラー22で反射し、さらにその反射光側に配置された可動ミラー18で反射する。

【0031】続いて回折格子レンズ24を通過し、先端カバー12を通った後に、焦点23を結ぶようにして被検部13側に集光照射される。また焦点23からの後方散乱光は入射光と同じ光路を通り、再びファイバ6bに入射される。この焦点23以外からの後方散乱光は、入射光と同じ光路を通ることができず、したがってビンホール状のファイバ6bの先端面に焦点を結ぶことができず、ほとんどビンホール状のファイバ6bの先端面に入射できない。

【0032】つまり、本光プローブ装置1は焦点23とファイバ6bの先端面とは共焦点関係となる共焦点光学系を成し、焦点23からの戻り光のみを検出する光学系を構成している。

【0033】また、この状態で制御部5のXY駆動回路32によって可動ミラー17を回転させると、これにともなってレーザ光の焦点23の位置は走査面25の符号26で示すX方向（紙面に垂直方向）に走査される。

【0034】また、回転ミラー18を回転させると、これにともなってレーザ光の焦点23の位置は走査面25における符号27で示すY方向に走査される。ここでY方向の振動の周波数を、X方向の走査の周波数よりも充分に遅くすることによって、焦点23は図5のように走査面25を順次ラスター走査する。これにともなって、この走査面25の各点の後方散乱光が光ファイバ6bによって伝えられる。

【0035】このファイバ6bに入射された光は、4端子カプラ7によって二つに分けられ、ファイバ6cを通して制御部5のフォトディテクタ34に導かれ、フォトディテクタ34によって検出される。

【0036】ここでフォトディテクタ34は入射された光の強度に応じた電気信号を出し、さらに内蔵のアンプ（図示しない）によって増幅される。この信号は、画像処理回路35に送られる。画像処理回路35では、X

Y駆動回路32の駆動波形を参照して、焦点位置がどのときの信号出力であるかを計算し、さらにこの点における後方散乱光の強さを計算し、これらを繰り返すことによって走査面25における後方散乱光を画像化し、モニタ36に表示する。また、必要に応じて画像データを記録装置37に記録する。

【0037】この部分の共焦点顕微鏡画像に対し、その部分が例えば病変部の可能性がある場合等、その部分の状態をより詳しく調べたいような場合には、図示しない焦点位置の変更操作手段を操作し、被検部13における焦点23の位置を深さ方向に変更する。

【0038】つまり、走査面25を被検部13に対して深さ方向に移動して調べたい場合には、Z駆動回路33に駆動の指示信号を送り、圧電素子28の収縮をコントロールする。これによって圧電素子28は符号29で示すZ方向に伸縮し、これにともなって先端カバー12もZ方向に移動する。

【0039】このとき、焦点23の位置は移動しないが、先端カバー12の位置をZ方向に移動することによって被検部13における焦点23の位置は別の深さ位置に変更され、その位置を観察することができるようになる。このとき、圧電素子28に加えた電圧から、先端カバー12の深さ方向の位置変更量を計測できるので、どの深さでの画像を得ているかも分かる。

【0040】また、ここでXY駆動回路32によって、例えは可動ミラー17のみ駆動し、可動ミラー18は停止させ、代わりにZ駆動回路33で圧電素子28をゆっくりと駆動すると、焦点23は深さ方向への切断面30上を2次元的に走査し、この切断面30の2次元画像情報を得ることつまり断層画像情報を得ることができ。切断面30上を2次元的に走査する様子は図5において、Y方向をZ方向とすれば、走査面25が切断面30での走査となる。

【0041】上述のようにこのファイバ6bに入射された光は、4端子カプラ7によって二つに分けられ、フォトディテクタ34によって検出され、その電気信号は画像処理回路35に入力され、この画像処理回路35ではXY駆動回路32、Z駆動回路33の駆動波形を参照して、焦点位置がどのときの信号出力であるかを計算し、さらにこの点における後方散乱光の強さを計算し、これらを繰り返すことによって切断面30の後方散乱光を画像化し、モニタ36に表示する。また、必要に応じて画像データを記録装置37に記録する。

【0042】本実施の形態は以下の効果を有する。細い光プローブ4の先端に共焦点顕微鏡を構成したので、体腔内を顕微鏡観察することができる。

【0043】光プローブ4の軸方向を観察できるように構成したので、より観察対象に押し当てるやすい。

【0044】対象物に押し当てる透明窓部材を設けたので、対象物が光プローブ4の先端に対して動かない状態

で観察することができる。

【0045】レーザ光の焦点23の位置を被検部13の深さ方向に対して相対的に連続的に移動可能に構成しているので、被検部13の様々な深さの面の観察像を得ることができ、検査対象を詳しく調べたり、診断するのに便利である。また、断層像を得ることもできる。

【0046】(第2の実施の形態) 次に本発明の第2の実施の形態を図6を参照して説明する。本実施の形態は第1の実施の形態の構成を変形したもので、Z方向への焦点移動手段のみが異なる。他の部分の説明は省略する。本実施の形態では圧電素子28ではなく、透明な先端カバー12は光学枠10に接着されている。

【0047】また、先端カバー12には液晶レンズ40がその内面に固定されている。この液晶レンズ40の内部には液晶を満たした例えは、平凸レンズ状の二つの液晶セル41、42が設けられている。液晶セル41、42はガラス板43、44にそれぞれ固定され、さらにその間をガラス部45が満たしている。

【0048】また、液晶セル41の上面と下面にはそれぞれ透明電極(図示しない)が配置されており、これらは互いに絶縁されている。この透明電極間に電圧を加えると、液晶セル41内の液晶分子の配列が変わり、屈折率が変わるように構成されている。液晶セル42も同様である。これらの電極からの配線はケーブル19を介して図4に示した制御部5のZ駆動回路33へ接続されている。その他の構成は第1の実施の形態と同様である。

【0049】次に本実施の形態の作用を説明する。Z駆動回路33で液晶セル41、42の透明電極に加える電圧を変更することによって、液晶セル41、42の屈折率が変わり、これに伴って焦点23の位置をZ方向29に移動することができる。

【0050】これによって被検部13の別の深さを観察することができるようになる。また、ここでXY駆動回路32によって、例えば可動ミラー17のみ駆動し可動ミラー18は停止させ、代わりにZ駆動回路33で液晶セル41、42の屈折率をゆっくりと駆動すると、焦点23は深さ方向に切った切断面30上を走査することができ、この切断面30の画像化ができる。

【0051】本実施の形態は以下の効果を有する。細い光プローブ4の先端に共焦点顕微鏡を構成したので、体腔内を顕微鏡観察することができる。光プローブ4の軸方向を観察できるように構成したので、より観察対象に押し当てやすい。対象物に押し当てる透明窓部材を設けたので、対象が光プローブ4の先端に対して動かない状態で観察することができる。

【0052】レーザ光の焦点23を被検部13の深さ方向に対して相対的に移動可能に構成されているので、被検部13の様々な深さの面を観察することができる。また、断層像を得ることもできる。焦点23の光軸方向の移動に液晶レンズ40を用いたので第1の実施の形態よ

りも簡単な構成で焦点23の光軸方向の移動が実現できる。

【0053】(第3の実施の形態) 次に本発明の第3の実施の形態を図7を参照して説明する。本実施の形態は第2の実施の形態を変形した構成であり、具体的には液晶レンズ40が形状を変化させる可変焦点レンズとしての変形レンズ50に変わっただけであるので他の部分の説明は省略する。

【0054】つまり、先端カバー12の内面には変形レンズ50が固定されており、この変形レンズ50はその形状を変化させることにより、その変形レンズ50の焦点が変化するものである。

【0055】この変形レンズ50の内部にはその中央部の周囲に複数の駆動ダイヤフラム51、52(図示ではその内の二つのみ)が設けてある。各ダイヤフラム51、52には板状の圧電素子53、54がそれぞれ貼り付けられている。また、変形レンズ50における周辺側の複数のダイヤフラム51、52の中央部には薄い膜で構成されたレンズ部55も設けてある。

【0056】また、変形レンズ50の内部は透明な作動流体56で満たされている。圧電素子53、54からの配線はケーブル19を介して図4に示す制御部5のZ駆動回路33へ接続されている。

【0057】そして、圧電素子53、54に電圧を加えるとダイヤフラム51、52が膨らみ、電圧を切るとほぼ平坦な形状になる。(図7では電圧をえたときのものである。) また、これに伴って変形レンズ50のレンズ部55が変形するが、このときレンズ部55は適当な凸レンズ形状になるような膜厚を分布させた構成になっている。

【0058】次に本実施の形態の作用を説明する。Z駆動回路33で圧電素子53、54に加える電圧を変更することによって、駆動ダイヤフラム51、52が膨張して、これに伴って、変形レンズ50の曲率は減少して、焦点23は変形レンズ50から遠くなる方向に移動する。逆に圧電素子53、54に加える電圧を下げる、駆動ダイヤフラム51、52が平坦になり、これに伴って、変形レンズ50の曲率が大きくなり、焦点23は変形レンズ50に近くなる方向に移動する。

【0059】このように焦点23の位置をZ方向29に移動することができる。これによって被検部13の別の深さを観察することができるようになる。また、ここでXY駆動回路32によって、例えば可動ミラー17のみ駆動し、可動ミラー18は停止させ、代わりにZ駆動回路33で圧電素子53、54をゆっくりと駆動すると、焦点23は深さ方向に切った切断面30上を走査することができ、この切断面30の画像化ができる。

【0060】本実施の形態は以下の効果を有する。細い光プローブ4の先端に共焦点顕微鏡を構成したので、体腔内を顕微鏡観察することができる。光プローブ4の軸

方向を観察できるように構成したので、より観察対象に押し当てやすい。

【0061】対象物に押し当てる透明窓部材を設けたので、対象が光プローブ4の先端に対して動かない状態で観察することができる。レーザ光の焦点23を被検部13の深さ方向に対して相対的に移動可能に構成されているので、被検部13の様々な深さの面を観察することができる。また、断層像を得ることもできる。

【0062】焦点23の光軸方向の移動に変形レンズ50を用いたので第1の実施の形態よりも簡単な構成で焦点23の光軸方向の移動が実現できる。

【0063】(第4の実施の形態) 次に本発明の第4の実施の形態を図8を参照して説明する。本実施の形態は第1の実施の形態を変形した構成のものであり、先端カバー12を移動させる手段が変わっただけで他の部分の説明は省略する。

【0064】本実施の形態では先端カバー12と光学枠10が嵌合して、先端カバー12は深さ方向29に移動自在になっている。また、先端カバー12と光学枠10との嵌合部にはOリング60が設けられており、内部の水密を保つ水密構造になっている。

【0065】また、光学枠10にはその軸方向に孔61が設けられ、この孔61はチューブ62を介して(図4のZ駆動回路33の代わりに設けた) Z駆動装置64に接続されている。Z駆動装置64はポンプや弁によって構成され、チューブ62への流体の注入やチューブ62からの液体の吸出しが可能に構成されている。

【0066】また、先端カバー12と光学枠10の間部63は透明な流体で満たされている。また、本実施の形態のフォトディテクタ34の前面には図示しないフィルタが設けられている。このフィルタは、レーザの波長よりも長い波長のみを通過できるようになっている。

【0067】次に本実施の形態の作用を説明する。走査面25を被検部13に対して深さ方向に移動したい場合には、Z駆動装置64によって先端カバー12をZ方向29に移動させる。Z駆動装置64によってチューブ62、孔61を介して流体を間部63に送り込むと、先端カバー12は光学ユニット11から遠ざかる方向に移動する。逆に間部63から液体を吸い出すと先端カバー12を光学ユニット11から近づく方向に移動する。

【0068】このとき、焦点23の位置は移動しないので、先端カバー12をZ方向に移動することによって被検部13の別の深さを観察することができるようになる。このとき、供給した液体量を計測しておくことで、先端カバー12の位置を計測できるので、どの深さの画像を得ているかもわかる。

【0069】また、ここでXY駆動回路32によって、例えば可動ミラー17のみ駆動し、可動ミラー18は停止させ、代わりにZ駆動装置64で先端カバー12をゆっくりと駆動(移動)すると、焦点23は深さ方向に切

った切断面30上を走査し、この切断面30の画像化ができる。

【0070】また、本実施の形態ではフォトディテクタ34の前面にフィルタを設けたので、被検部13からの自家蛍光を観察することができるようになる。また、予め投与しておいた蛍光物質を観察しても良い。

【0071】また、フォトディテクタ34の代わりに分光器を用いても良い。この場合、被検部13からの蛍光の波長を詳しく測定することができる。また、流体の出し入れでなく、流体の熱膨張を用いて先端カバー12を移動しても良い。また、光源として2フォトンレーザを用いても良い。

【0072】本実施の形態は以下の効果を有する。細い光プローブ4の先端に共焦点顕微鏡を構成したので、体腔内を顕微鏡観察することができる。

【0073】光プローブ4の軸方向を観察できるように構成したので、より観察対象に押し当てやすい。対象物に押し当てる透明窓部材を設けたので、対象が光プローブ4の先端に対して動かない状態で観察することができる。

【0074】レーザ光の焦点23を被検部13の深さ方向に対して相対的に移動可能に構成されているので、被検部13の様々な深さの面を観察することができる。また、断層像を得ることもできる。

【0075】また、被検部13からの蛍光を観察することができる。さらに分光器を用いることによって、被検部13からの蛍光の波長を詳しく測定することができる。

【0076】(第5の実施の形態) 次に本発明の第5の実施の形態を図9、図10を用いて説明する。本実施の形態は第1の実施の形態と、光プローブ4の先端部9の構造が異なっただけであるので、他の部分の説明は省略する。

【0077】本実施の形態では先端カバー12は光学枠10に着脱自在に接続される構成にしている。また、本実施の形態で使用するレーザ光源は波長可変レーザで、このレーザもレーザ駆動回路31で駆動される。また、本実施の形態ではZ駆動回路33は用いないで、可変波長レーザの波長を変える手段が設けてある。

【0078】また、本実施の形態では先端カバー12を外して図10に示すようにその上面の中央付近に例えば凹面レンズ部71を設けた広角観察用の先端カバー72が取り付けられるようになっている。

【0079】次に本実施の形態の作用を説明する。図9に示すように走査面25を被検部13に対してその深さ方向に移動したい場合には、レーザ駆動回路31によって可変波長レーザの波長を変える。これにより、波長が変わると回折格子レンズ24による焦点23の位置が深さ方向に変わる。一般に波長が長くなるほど焦点23の位置が回折格子レンズ24側に近くなり、波長が短くな

11

るほど焦点23の位置が遠くなる。

【0080】これによって被検部13の走査面25をZ方向29に移動して観察することができるようになる。

【0081】また、ここでXY駆動回路32によって、回転ミラー17, 18に加わる電圧や周波数を変更することによって、走査する視野の範囲も変えることができる。また、広角観察用の先端カバー72を取り付けると図10のようにより遠い位置で焦点73を結び、広い範囲を走査できるようになる。

【0082】この場合にも回転ミラー17, 18に加わる電圧を変化させることにより、走査面74上で走査することができる。また、可変波長レーザの波長を変えることにより、深さ方向75に走査して、断層画像を得ることもできる。

【0083】本実施の形態は以下の効果を有する。細い光プローブ4の先端に共焦点顕微鏡を構成したので、体腔内を顕微鏡観察することができる。光プローブ4の軸方向を観察できるように構成したので、より観察対象に押し当てやすい。

【0084】対象物に押し当てる透明窓部材を設けたので、対象が光プローブ4の先端に対して動かない状態で観察することができる。レーザ光の焦点23或いは73と被検部13が被検部13の深さ方向に対して相対的に移動可能に構成されているので、被検部13の様々な深さの面を観察することができる。

【0085】また、可変波長レーザを用いて焦点23或いは73を移動させているので、光プローブ4の先端部9の構成が第1の実施の形態よりも簡単である。また、走査範囲を変えることができるようになった。

【0086】また、凹面レンズ部71を設けた先端カバー72を着脱自在にしたので、視野範囲を大きく変えることができる。なお、凹面レンズ部71を設けた先端カバー72の場合で説明したが、凸面レンズを設けた先端カバーを取り付けて深さ方向の観察位置を変えられるようにも良い。

【0087】(第6の実施の形態) 次に本発明の第6の実施の形態を図11を参照して説明する。本実施の形態は第5の実施の形態と、光プローブ4の先端部9が異なっただけで他の部分の説明は省略する。本実施の形態では先端カバー12は光学棒10に接着されている。

【0088】また、本実施の形態で使用する光源部2のレーザ光源は通常のレーザ光源である。また、本実施の形態ではZ駆動回路33は用いない。また、本実施の形態では光学ユニット11の上板16には複屈折レンズ76が貼り付けられている。この複屈折レンズ76は偏光の向きによって焦点位置が異なる。例えば、紙面に平行な方向の偏光に対しては焦点位置が焦点23となり、紙面に垂直な方向の偏光に対しては焦点位置が焦点77となる。

【0089】次に本実施の形態の作用を説明する。複屈

10

12

折率レンズ76を通る光は、偏光の方向によって屈折率が異なるため、焦点23の他に焦点77を結ぶ。通常の押し付け観察時には、焦点77は被検部13の深部にあるので、ほとんど光はもどってこないため、走査面25の像のみがえられる。

【0090】また、光プローブ4を被検部13からある程度離して、被検部13が2点鎖線で示す位置78にその表面位置がある場合は、焦点23には対象物がないため、この点からの光は戻ってこないので、焦点77からの光は戻ってくるので、走査面79のみの像が観察される。

【0091】このとき、焦点23と焦点77では複屈折レンズ76からの距離が異なるため、走査面79は走査面25よりも広くなる。従って、本光プローブ4では、光プローブ4の用い方によって2種類の走査範囲を選択することができる。

【0092】本実施の形態は以下の効果を有する。細い光プローブ4の先端に共焦点顕微鏡を構成したので、体腔内を顕微鏡観察することができる。光プローブ4の軸方向を観察できるように構成したので、より観察対象に押し当てやすい。

【0093】対象物に押し当てる透明窓部材を設けたので、対象が光プローブ4の先端に対して動かない状態で観察することができる。走査範囲を選択することができる。

【0094】(第7の実施の形態) 次に本発明の第7の実施の形態を図12～図14を参照して説明する。図12に示す本発明の第7の実施の形態の光走査プローブ装置81は、光診断等のための光の発光手段を内蔵した制御装置82と、この制御装置82にその基端部(後端部)が着脱自在で接続され、被検体内に挿入され、光伝達手段を内蔵した光プローブ83と、制御装置82と接続され、制御装置82内の映像信号生成手段から出力される映像信号を表示するモニタ84とから構成される。

【0095】制御装置82は例えば白色光源85を内蔵し、この白色光源85からの光はコリメートレンズ86により平行光にされ、この平行光は偏光ビームスプリッタ87を経てこの偏光ビームスプリッタ87の偏光方向に平行な直線偏光となって、スポット状の光を通過させる複数のビンホール88が形成されたニポウディスク89に入射される。

【0096】このニポウディスク89はモータ90により一定速度で回転される。この回転されたニポウディスク89のビンホール88を通過した光は集光レンズ91により集光されて光プローブ83側に入射される。

【0097】光プローブ83は細長の伝達ファイバ92で構成され、その後端部を制御装置82に設けたコネクタ部82aに嵌合して着脱自在に接続される。そして、この後端部がコネクタ部82aに接続された場合、集光レンズ91で集光された位置に伝達ファイバ92の後端

40

50

部が位置するようになっている。

【0098】伝達ファイバ92はチューブ93とその内部に挿通されたファイババンドル94で構成されている。内部のファイババンドル94としては、直径2mm程度の画像伝送用光ファイバを用いる。これは1本が1画素に相当するもので、これを数万本束ねたものであり、集光レンズ91により集光されて入射される光を先端側に伝達する。

【0099】この光プローブ83の先端部95は図13に示すような構成になっている。つまり、光プローブ83の外套管としてのチューブ93の先端及びファイババンドル94の先端には硬質部材の先端本体96が接着固定されている。

【0100】この先端本体96には、ファイババンドル94の先端面に対向して、1/4波長板97と対物レンズ98とが固定されている。

【0101】そして、ファイババンドル94を経て伝達された直線偏光の光は1/4波長板97を経て円偏光にされ、対物レンズ98により被検部（対称組織）99に集光照射される。被検部99に集光照射される光は結像位置（焦点）100でスポット光となる。

【0102】また、被検部99側で反射された光は対物レンズ98で集光され、1/4波長板97を経て往路とは90度偏光方向が異なる直線偏光の光となり、ファイババンドル94、集光レンズ91を経てニボウディスク89に戻る。この場合、焦点100から戻る光のみがピンホール88を通り、焦点100以外からの光はピンホール88の周囲の遮光部で遮光される。つまり、焦点100からの戻る光のみが往路とは逆の経路を経て偏光ビームスプリッタ87に入射する。

【0103】そして、この偏光ビームスプリッタ87により反射されて、これに対向する結像レンズ101によりその結像位置に配置された電荷結合素子（CCDと略記）102に結像される。

【0104】このCCD102で光電変換された光はコントローラ104内の映像信号生成回路に入力され、映像信号に変換されてモニタ84に出力され、モニタ84の表示面に共焦点画像を表示する。また、コントローラ104には記録装置105が接続されており、映像信号を記録することができる。

【0105】また、このコントローラ104は白色光源85の点灯動作を制御したり、モータ90の回転を制御する。また、モータ90の回転位置を検出する図示しないエンコーダからの信号が入力され、このモータ90の回転位置に同期して、映像信号生成の動作を行う。

【0106】また、図13に示すように、先端部95には透明な先端カバー111の基端が嵌合するように取り付けられ、この先端カバー111は先端本体96に対して光軸方向112に移動可能になっている。この先端カバー111は組織を固定しやすいように凸状になっている。

る。

【0107】また、Oリング113によって先端カバー111の内部114は気密状態になっている。また、先端本体96には小型の圧力センサ115が設けられており、ケーブル116を介してコントローラ104に接続されており、先端カバー111の内部114の圧力を検知することにより、先端カバー111の光軸方向112の移動位置を検出できるようにしている。

【0108】次に本実施の形態の作用を以下に説明する。白色光源85から出射した光はコリメートレンズ86によって平行光となり、偏光ビームスプリッタ87では偏光の向きが一致する光のみが透過する。この光はニボウディスク89の上面に照射される。

【0109】この照射光の内ビンホール88を通った光だけが集光レンズ91によって光プローブ83に導かれ、伝達ファイバ92の端部、つまりその内部のファイババンドル94の後端面94aに集光される。このファイババンドル94を伝播して、先端部94bから出射される。この照明光は、1/4波長板97で円偏光になった後、対物レンズ98によって集光され、透明窓部材としての先端カバー111の少し先に焦点100を結ぶ。

【0110】光プローブ83は図13のように観察時には対象組織99に押し当てて用いられるので、組織内部で焦点100を結ぶようになる。このとき組織からの反射光は、同様の経路を通過して戻り1/4波長板97を通過することにより、ファイババンドル94の先端部94bから出た光とは偏光の向きが90度異なる光となってファイババンドル94の先端部94bに入射される。

【0111】この光は再びファイババンドル94を伝播して同じ光路を逆に戻り、集光レンズ91によってビンホール88に焦点を結ぶ。このとき、共焦点効果によって対象組織99上の焦点100で反射した光のみがビンホール88を通過し、焦点100以外からの反射光、散乱光はビンホール88に焦点が合わないため、除去される。

【0112】ビンホール88を通過した光は偏光ビームスプリッタ87へ向かう。ここで、光の偏光面は最初に偏光ビームスプリッタ87を透過した光とは偏光面が90度異なるため偏光ビームスプリッタ87によって反射され、結像レンズ101によってCCD102に結像される。また、ニボウディスク89上、ファイババンドル94の端面94a、94bなどで反射した光は、偏光面がそのままなので偏光ビームスプリッタ87を透過して、CCD102で受光されない。

【0113】続いてニボウディスク89を回転させたときの動作について述べる。なお、図14ではニボウディスク89に設けた複数のビンホール88を説明上88a、88b等で区別して説明する。

【0114】図14のようにニボウディスク89が回転すると、ビンホール88aの位置が移動する。これに伴

って、ピンホール88aを通過し、集光レンズ91により集光された光によってできる焦点120aもこれに伴って図14のような軌跡121aを描いて移動する。つまり、符号Aで示す方向に軌跡121aを描くように移動する。

【0115】ニボウディスク89が更に回転して焦点120aが光プローブ3の基端部を外れると、次のピンホール88bを通過した光によってできた焦点が同様の軌跡121bを描いて移動する。

【0116】このとき、ピンホール88bはピンホール88aよりも小さい半径上に位置するのでその焦点の軌跡121bも同様に軌跡121aからずれる。これを繰り返すことによって焦点は光プローブ83の後端部を2次元的に走査する。この場合、ファイババンドル94の後端部94a断面積は、焦点120aが走査される範囲よりも小さいよう構成されている。

【0117】また、ピンホール88aを通った光でファイババンドル94を伝播して先端部95に伝わり、対象組織99に照射され、その焦点100からの戻り光は同様の光路を通って再びピンホール88aに集光されてこのピンホール88aを通る光はCCD102上に焦点123を結び、この焦点123もニボウディスク89の回転に伴って同様に符号Bで示す方向にCCD102上を走査する。

【0118】また、このスキャンにともない先端部95では光が射出される向きが変わるため、焦点100も対象組織99の焦点100を含む走査面125上を走査することになる。このように、対象組織99上を焦点100が走査して、その情報がCCD102に結像される。

【0119】コントローラ104はニボウディスク89の回転制御を行うと共に、CCD102の画像信号から映像信号に変換する処理を行い、この映像信号をモニタ84に送り、モニタ84の表示面に共焦点画像を表示する。また、必要に応じて記録装置105に保存する。

【0120】また、対象組織99のより深い面の情報を得たい場合には、プローブ83の先端部95を対象組織99により強く押し当てる等、押しつける強さを変更する。このとき、窓部材としての先端カバー111に対して先端本体96の先端面は図13の右方向に移動し、焦点100は対象組織99のより深い部分側に移動し、その移動した位置で2次元的に走査することになる。

【0121】このとき先端カバー111の内部の圧力が高くなり、この圧力は圧力センサ115で検出される。この信号はコントローラ104に送られ、この圧力情報から、どの深さを観察しているかを知ることができる。また、対象組織99から光プローブ83の先端を押しつけた状態から先端を離すと、内部の圧力によって、先端カバー111は最初の位置に戻る。

【0122】このように、本実施の形態では対象組織99に適度な強さで押し当てるにより、観察したい深

さの情報を得ることができる。
【0123】本実施の形態は以下の効果を有する。細い光プローブ83の先端に共焦点顕微鏡を構成したので、体腔内を顕微鏡観察することができる。光プローブ83の軸方向を観察できるように構成したので、より観察対象に押し当てやすい。

【0124】光の走査手段としてニボウディスク89を用いたので、高速な走査が実現できる。光の伝達にファイババンドル94を用いたので、走査を手元側で行うことができ、光プローブ83の先端部95の構成を簡単にできる。また、対象物に押し付ける窓部材を凸状にしたので、第1の実施の形態よりも対象物を固定しやすくなる。

【0125】また、窓部材を移動可能に構成したので、対象組織の深さの異なる面を観察できる。また、圧力センサ115を設けたので、どの深さを観察しているかを知ることができる。

【0126】(第8の実施の形態) 次に本発明の第8の実施の形態を図15を参照して説明する。本実施の形態は第7の実施の形態の光プローブ83の先端部の変形例で、違う部分のみ記す。

【0127】光プローブ83先端部95は次のようになっている。第7の実施の形態と同様にチューブ93の先端に先端本体96が接着固定されている。また、ファイババンドル94の先端にも先端本体96は固定されている。また、ファイババンドル94の先端面には1/4波長板97が固定されている。また、窓部材となる先端カバー111は先端本体96の先端に対して固定されている。

【0128】また、対物レンズ98はレンズ枠130に固定されており、このレンズ枠130は対物レンズ98の光軸と平行な軸方向131に移動可能となっている。また、レンズ枠130には押し引きが可能なブッシュブルロッド132が固定されている。ブッシュブルロッド132のもう一端は図示しない直動アクチュエータに接続されている。直動アクチュエータは図12のコントローラ104に接続されている。

【0129】そして、この直動アクチュエータを介してブッシュブルロッド132を軸方向131に移動することにより、焦点100の位置を対象組織99の深さ方向に可変できるようにしている。

【0130】また、先端本体96には1本の光ファイバ134がその先端がレンズ枠130に対向するように設けてあり、この光ファイバ134はコントローラ312内部の光源とディテクタ(図示しない)に接続されている。そして、この光源からの光を光ファイバ134により伝送し、その先端面に対向するレンズ枠130からの反射光をディテクタで検出し、その検出された光強度により、レンズ枠130に取り付けられた対物レンズ98の軸方向131の位置或いは焦点100の位置を算出で

きるようしている。

【0131】次に本実施の形態の作用を説明する。焦点100を走査面125上で得る作用は第7の実施の形態と同様である。従って、走査面125を軸方向131に移動させる機構の作用を説明する。

【0132】コントローラ104によって直動アクチュエータを駆動すると、この動力はピッシュブルロッド132を伝わってレンズ枠130が軸方向に移動する。このとき対物レンズ98の移動とともに、焦点100も光軸方向135に移動する。このとき走査面125も軸方向135に移動することができる。

【0133】また、光ファイバ134はコントローラ104の内部の光源からの光を先端部に伝える。ここでこのファイバ134からの光はレンズ枠130におけるファイバ134の先端に対向する部分で反射して、再びファイバ134の先端面に入射し、コントローラ104の内部のディテクタに導かれる。

【0134】ここでレンズ枠130が移動すると、ディテクタに導かれる光量が変化することを利用してレンズ枠130の移動量を正確に知ることができる。これによって、どの深さを観察しているかが分かる。

【0135】また、本実施の形態では対物レンズ98を移動させたが、同様の方法でファイババンドル94の端部や、窓部材としての先端カバー111を軸方向131に移動させても良い。

【0136】本実施の形態は以下の効果を有する。細い光プローブ83の先端に共焦点顕微鏡を構成したので、体腔内を顕微鏡観察することができる。光プローブ83の軸方向を観察できるように構成したので、より観察対象に押し当てやすい。

【0137】走査としてニボウディスク89を用いたので、高速な走査が実現できる。光の伝達にファイババンドル94用いたので、走査を手元側で行うことができ、光プローブ83の先端部95の構成を簡単にできる。また、対象物に押し付ける窓部材を凸状にしたので、第1の実施の形態よりも対象物を固定しやすくなる。

【0138】また、対物レンズ98を移動可能に構成したので、対象組織の深さの異なる面を観察できる。

【0139】また、第7の実施の形態よりも正確に深さ方向の位置が分かる。なお、上述した各実施の形態等を部分的等で組み合わせて構成される実施の形態等も本発明に属する。

【0140】[付記]

(0) 体腔内に挿入される光プローブと、被検部に光を照射するための光を発生する光源と、前記光源からの光を光プローブの先端に導くための光伝達手段と、前記光を被検部に集光照射する集光手段と、前記集光手段によって被検部側に集光された焦点を該集光手段の光軸方向と直交する方向に走査する光走査手段と、前記被検部からの戻り光を光源からの光と分離する分離手段と、前記

分離された光を検出する光検出手段と、からなる光走査プローブ装置において、前記被検部側に集光された焦点の位置を前記集光手段の光軸方向に沿って変更可能とする変更手段を設けたことを特徴とする光走査プローブ装置。

【0141】(1) 体腔内に挿入されるプローブと、被検部に光を照射するための光を発生する光源と、前記光源からの光をプローブ先端に導くための光ファイバと、前記光を被検部に集光照射させる集光手段と、前記集光手段によって集光された焦点を走査する光走査手段と、前記被検部からの戻り光を光源からの光の光路から分離する分離手段と、前記分離された光を検出する光検出手段と、からなる光走査プローブ装置において、前記集光手段によって集光された光の焦点を光軸方向に連続的に移動させる焦点移動手段を設けたことを特徴とする光走査プローブ装置。

【0142】(2) 前記光源はレーザ光源であることを特徴とする付記1記載の光走査プローブ装置。

(3) 前記焦点移動手段はプローブの軸方向に焦点を移動させることを特徴とする付記1記載の光走査プローブ装置。

(4) 前記光走査手段はプローブ先端部に設けられたスキヤニシングミラーであることを特徴とする付記1記載の光走査プローブ走査装置。

【0143】(5) 前記光ファイバはバンドルファイバで、前記光走査手段はバンドルファイバに入射される光を走査することを特徴とする付記1記載の光走査プローブ装置。

(6) 前記光走査手段はピンホールを設けたニボウディスクを有することを特徴とする付記5記載の光走査プローブ装置。

(7) 前記光走査プローブ装置は共焦点光学系をなすことを特徴とする付記1記載の光走査プローブ装置。

【0144】(8) 前記被検部からの戻り光は光源からの光と同じ光ファイバを通じてプローブ外部に導かれることを特徴とする付記1記載の光走査プローブ装置。

(9) 前記分離手段は光ファイバによってプローブ外部に導かれた光を分離することを特徴とする付記8記載の光走査プローブ装置。

(10) 前記光検出手装置は分光手段を有することを特徴とする付記1記載の光走査プローブ装置。

【0145】(11) 前記戻り光から蛍光のみを抽出する手段を設けたことを特徴とする付記1の光走査プローブ装置。

(12) 前記焦点移動手段は可変焦点レンズであることを特徴とする付記1記載の光走査プローブ装置。

(13) 前記焦点移動手段は屈折率を変化させる可変焦点レンズであることを特徴とする付記12記載の光走査プローブ装置。

【0146】(14) 前記焦点移動手段は形状を変化さ

19

せる可変焦点レンズであることを特徴とする付記12記載の光走査プローブ装置。

(15) 前記焦点移動手段は前記レーザ光源の波長を変化させることによって行うことを行つことを特徴とする付記12記載の光走査プローブ装置。

(16) 前記焦点移動手段は、プローブ先端部に対して集光手段が移動することを行つことを特徴とする付記1記載の光走査プローブ装置。

【0147】(17) 前記焦点移動手段は、プローブ先端部が集光手段に対して移動することを行つことを特徴とする付記1記載の光走査プローブ装置。

(18) 前記焦点移動手段は、光ファイバ先端部を軸方向に移動することを行つことを特徴とする付記1記載の光走査プローブ装置。

(19) 前記移動量を測定する測定手段を有することを行つことを特徴とする付記16、17、18記載の光走査プローブ装置。

【0148】(20) 前記焦点移動手段は、プローブ先端部に設けられたアクチュエータによって駆動されることを行つことを特徴とする付記16、17、18記載の光走査プローブ装置。

(21) 前記アクチュエータは圧電素子であることを特徴とする付記20記載の光走査プローブ装置。

(22) 前記アクチュエータは流体の移動によって駆動されることを行つことを特徴とする付記20記載の光走査プローブ装置。

【0149】(23) 前記焦点移動手段は、プローブ後端部付近に設けられたアクチュエータによって駆動されることを行つことを特徴とする付記19記載の光走査プローブ装置。

(24) 前記アクチュエータの動力をプローブ先端部に伝達する伝達要素を有することを行つことを特徴とする付記23記載の光走査プローブ装置。

(25) 前記焦点移動手段はプローブ先端部に加わった外力によってプローブ先端部が受動的に移動可能となる移動手段であることを特徴とする付記17記載の光走査プローブ装置。

(26) 前記の移動に伴つて変化する圧力を測定する測定手段を有することを行つことを特徴とする付記25記載の光走査プローブ装置。

【0150】(27) 前記焦点移動手段はプローブ先端部に着脱自在に設けられた第2の集光手段で、第2の集光手段を着脱することによって焦点を移動することを行つことを特徴とする付記1記載の光走査プローブ装置。

(28) 前記焦点移動手段は、前記集光手段が複数の焦点を結ぶように構成されており、前記焦点を選択することによって焦点を移動させることを行つことを特徴とする付記1記載の光走査プローブ装置。

(付記27、28の背景) (従来技術の問題点) 従来技術では、対物レンズを選択するために光学系を光プローブ

20

の軸方向に移動させている。このような系では光プローブの軸方向の観察が難しく、扱いにくいという問題点がある。

(目的) 光プローブの軸方向の観察が容易にできる光走査プローブ装置を提供することを目的として、付記27、28の構成とした。(作用) 直視状態でも容易に焦点距離を変えることができる。

【0151】(29) 前記スキャニングミラーは駆動する周波数、電圧によって前記焦点の走査範囲が変わることを行つことを特徴とする付記4記載の光走査プローブ装置。

(30) 前記焦点移動手段によって、焦点の走査範囲が変わることを行つことを特徴とする付記1記載の光走査プローブ装置。

(付記29、30の背景) (従来技術の問題点) 従来技術には、焦点の走査される範囲を連続的に変える手段が無く、倍率或いは走査範囲を様々に変えることができないという欠点がある。

(目的) 倍率或いは走査範囲を連続的に変更可能な光走査プローブ装置を提供することであり、その目的を達成するため付記29、30の構成とした。

(作用) 焦点の走査される範囲を連続的に変化させることができる。

【0152】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、体内に挿入される光プローブと、被検部に光を照射するための光を発生する光源と、前記光源からの光を光プローブの先端に導くための光伝達手段と、前記光を被検部に集光照射する集光手段と、前記集光手段によって被検部側に集光された焦点を該集光手段の光軸方向と直交する方向に走査する光走査手段と、前記被検部からの戻り光を光源からの光と分離する分離手段と、前記分離された光を検出する光検出手段からなる光走査プローブ装置において、前記被検部側に集光された焦点の位置を前記集光手段の光軸方向に沿つて変更可能とする変更手段を設けているので、調べたい部分に対して焦点の位置をその光軸方向に変えて観察像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態の光走査プローブ装置の全体構成を示す図。

40 【図2】光プローブの先端部の構成を示す断面図。

【図3】光学ユニットの構成を示す透視図。

【図4】制御部の構成を示すブロック図。

【図5】可動ミラーを駆動した場合の焦点の走査の様子を示す図。

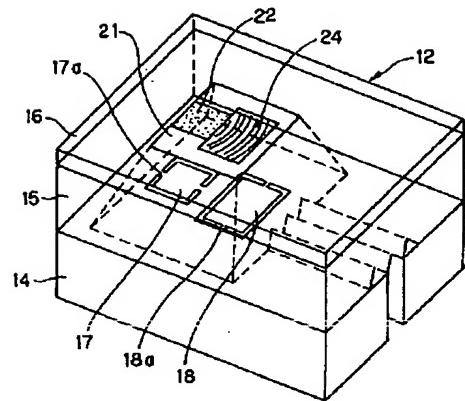
【図6】本発明の第2の実施の形態における光プローブの先端部の構成を示す断面図。

【図7】本発明の第3の実施の形態における光プローブの先端部の構成を示す断面図。

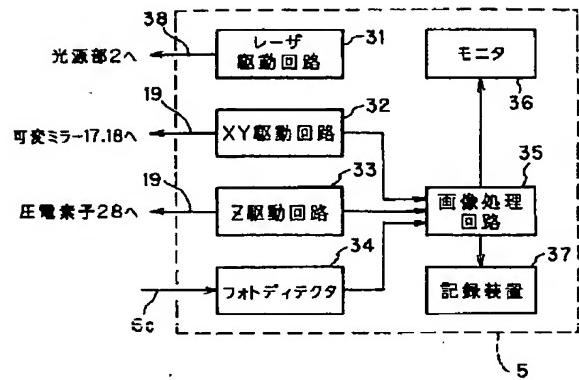
【図8】本発明の第4の実施の形態における光プローブの先端部の構成を示す断面図。

50

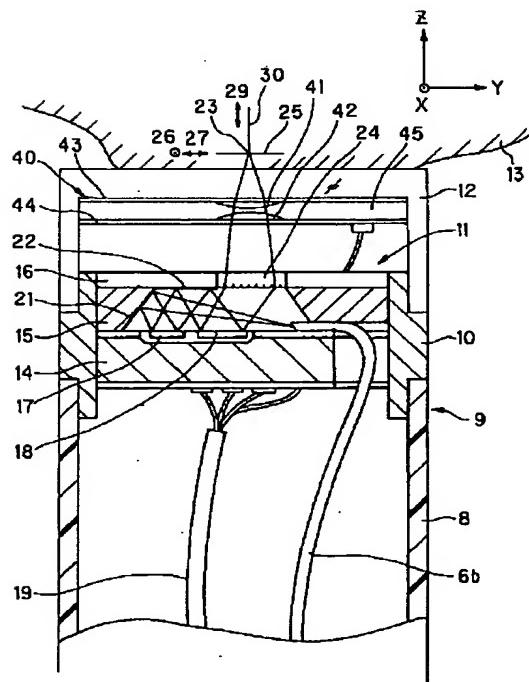
【図3】



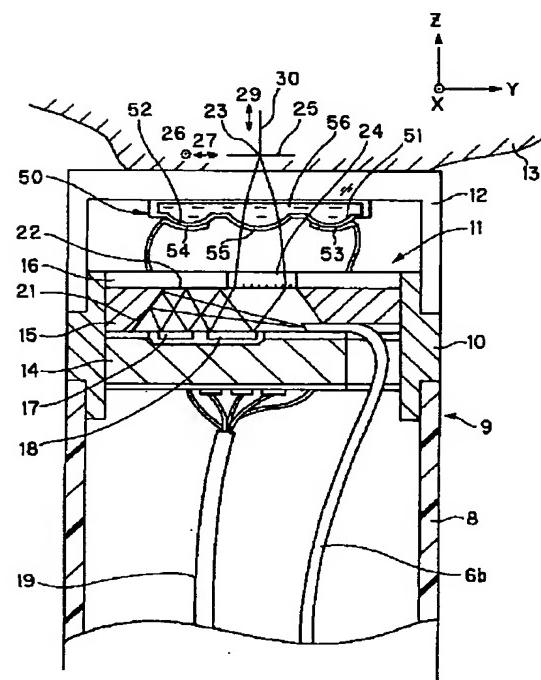
[図4]



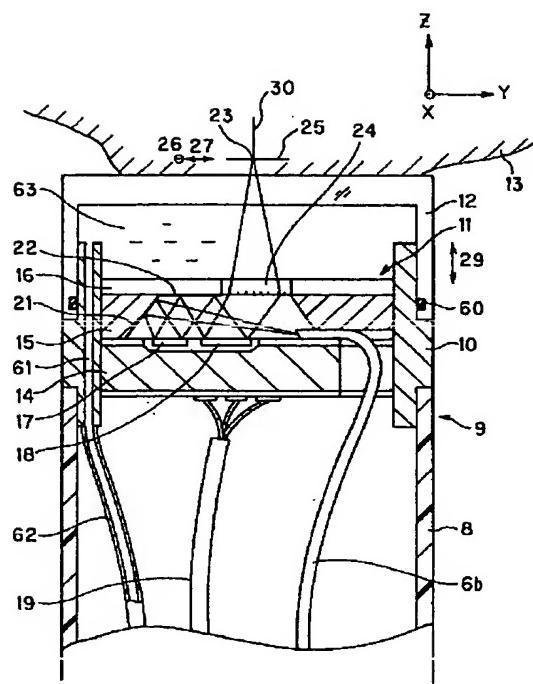
[図6]



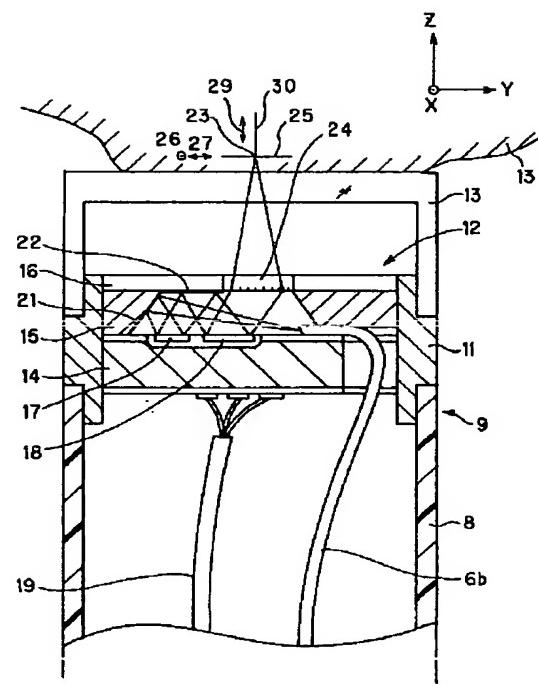
〔図7〕



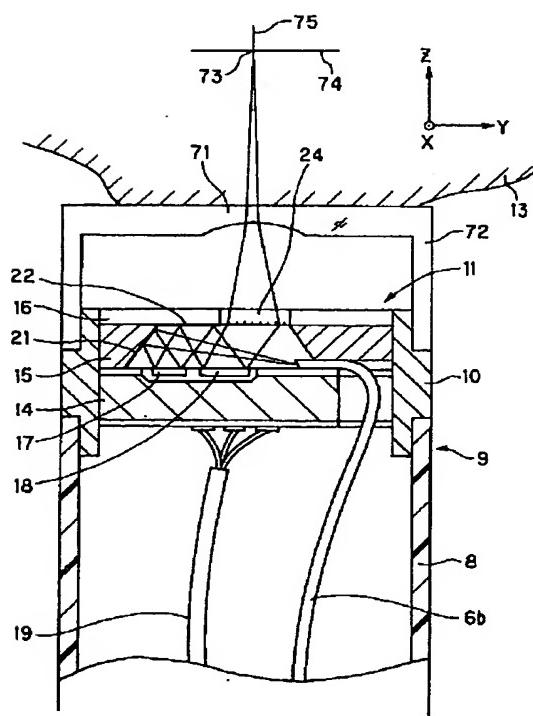
【図8】



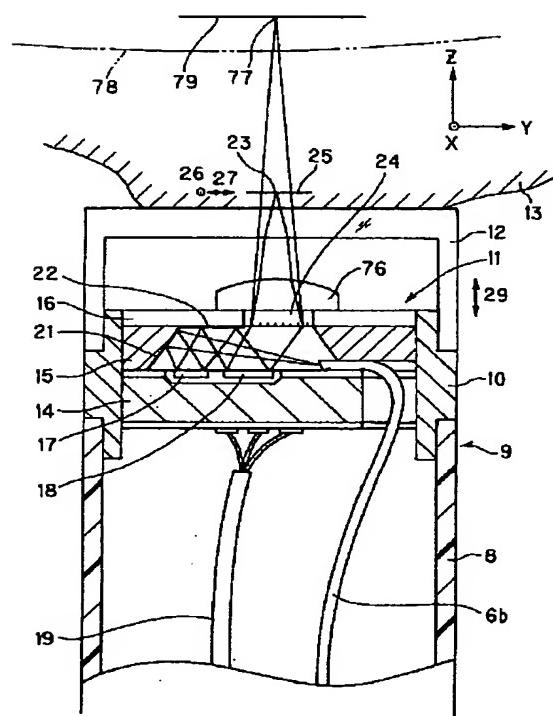
〔図9〕



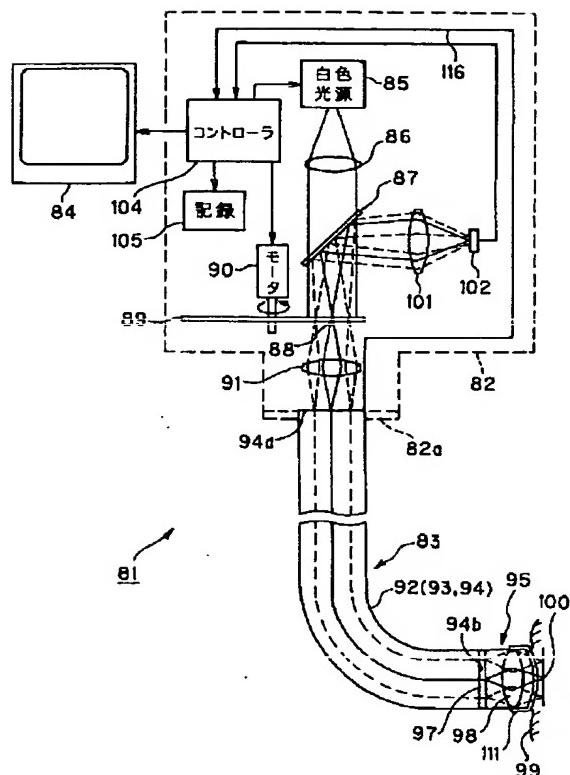
[图10]



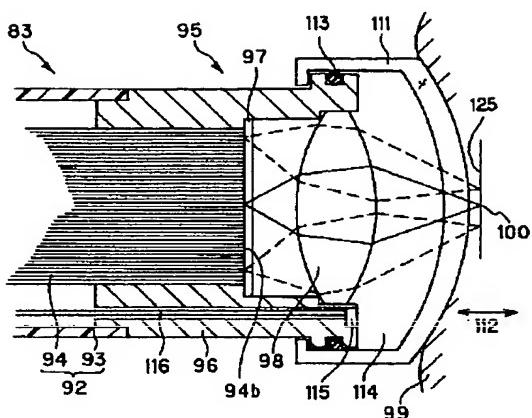
〔四〕



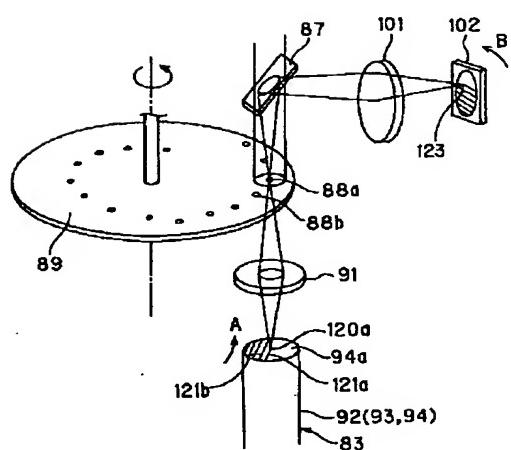
【図12】



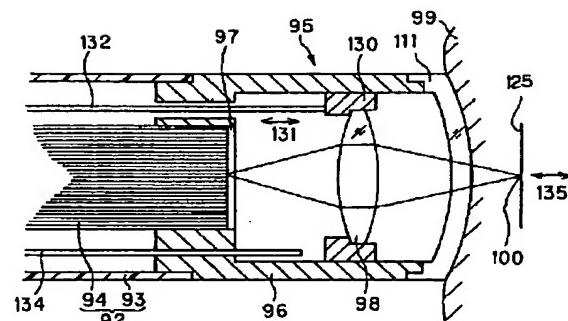
【図13】



【図14】



【図15】



フロントページの続き

F ターム(参考) 2H052 AA08 AA09 AB05 AC15 AC26
AC34 AF13 AF14 AF25
4C061 AA00 BB02 BB07 CC07 DD03
FF35 FF40 FF47 LL03 NN01
NN05 PP13 RR06 RR17 WW03